

This Page Is Inserted by IFW Operations
and is not a part of the Official Record

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

 **BLACK BORDERS**

- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

**As rescanning documents *will not* correct images,
please do not report the images to the
Image Problem Mailbox.**

JO 2119566
MAY 1990

<p>90-182403/24 A96 D22 F01 (A23) BIOM- 28.10.88 BIOMATERIAL UNIVERS (TEIJ) *JO 2119-866-A 28.10.88-JP-271026 (07.05.90) A61I-15/16 A61I-17 A61I-27 C08g-63/18 D01d-04/02 D01f-06/62 Medical fibrous material used as suturing thread - composed of copolymer comprising epsilon caprolactone units and lactide units C90-079313</p>	<p>A(5-E2, 9-A, 9-A5, 12-S5K, 12-V3) D(9-D) F(1-D4, 4-E4)</p>
<p>Full Patentees: Biomaterial Univers.; Teijin KK. The medical fibrous material is composed of a copolymer of 55-85 mol.% epsilon-caprolactone units and 45-5 mol.% of lactide units. The material pref. has an elasticity recovery rate, ER50, or at least 80% (ER50 means the elasticity recovery rate at 50% elongation). The fibre pref. has 0.01-60 vol.% of fine pores (excluding the hollow part of hollow thread, if the thread included). USE/ADVANTAGE - The material has good elastic characteristics, such as elongation and elasticity recovery rate, and good bioaffinity and biodegradability. When used as suturing thread, it allows the wounds to be fastened by moderate tension, being esp. effective for suturing soft tissues. When processed into knitting, it is available as a material for tying organs. Being biodegradable, it does not need to be removed. (6pp Dwg.No.0/3)</p>	

© 1990 DERWENT PUBLICATIONS LTD.
 128, Theobalds Road, London WC1X 8RP, England
 US Office: Derwent Inc., 1313 Dolley Madison Boulevard,
 Suite 303, McLean, VA22101, USA
 Unauthorised copying of this abstract not permitted.

⑩ 日本国特許庁 (JP) ⑪ 特許出願公開
⑫ 公開特許公報 (A) 平2-119866

⑬ Int. Cl.⁵
A 61 L 15/16
17/00

識別記号

庁内整理番号

⑭ 公開 平成2年(1990)5月7日

6971-4C
6779-4C A 61 L 15/01

※

審査請求 未請求 請求項の数 3 (全6頁)

⑮ 発明の名称 医療用繊維状物

⑯ 特 願 昭63-271026

⑰ 出 願 昭63(1988)10月28日

⑱ 発明者 江見 健悟 大阪府茨木市耳原3丁目4番1号 帝人株式会社繊維加工研究所内

⑲ 発明者 山田 浩一 大阪府茨木市耳原3丁目4番1号 帝人株式会社繊維加工研究所内

⑳ 発明者 笠 義人 京都府宇治市五ヶ庄広岡谷2-182

㉑ 発明者 玄 丞 休 京都府宇治市小倉町天王24-8

㉒ 出願人 帝人株式会社 大阪府大阪市東区南本町1丁目11番地

㉓ 出願人 株式会社バイオマテリ 京都府京都市南区東九条南松ノ木町43番地の1
アル・ユニバース

㉔ 代理人 弁理士 前田 純博
最終頁に続く

明 伸田 雅

1. 発明の名称

医療用繊維状物

2. 特許請求の範囲

(1) 繰り返し単位として、ε-カプロラクトン単位55~95モル%，ラクチド単位45~5モル%とからなる共重合体から形成されてなることを特徴とする医療用繊維状物。

(2) 弹性回復率 (ER₅₀) が少くとも80%である請求項(1)記載の医療用繊維状物。

[但し、ER₅₀は50%伸張時の弾性回復率。]

(3) 繊維中に微細孔を0.01~60体積% (但し、中空繊維における中空部は除く) 含有する請求項(1)又は請求項(2)記載の医療用繊維状物。

3. 発明の詳細な説明

<産業上の利用分野>

本発明は、ε-カプロラクトンとラクチドとの共重合体から形成されてなる医療用繊維状物に関する。さらに詳しくは、良好な生体親和性、生体

分解吸収性を有し、かつ弹性回復性能が優れていて、外科用縫合糸、創傷被覆材、補てつ材、人工血管等の医療用材料として好適に用いられる医療用繊維状物に関する。

<従来技術>

ポリラクチドは水の存在下で比較的容易に加水分解を受け、生体内でも加水分解され吸収されることから、医療用材料への利用が検討され一部のものは実用化されている。

例えば、特公昭41-2734号公報にはポリラクチドからなる縫合糸、特公昭45-31696号公報にはラクチドを主体とする共重合体からなる縫合糸、特開昭52-84889号公報にはポリラクチドとポリグリコライドの混合物からなる縫合糸が開示されている。さらに、少量のラクチドと多量のグリコライドとからなる共重合体も公知であり、縫合糸として実際に広く使用されている。

一方、ポリ-ε-カプロラクトンは室温では比較的高い硬度を有し、かつ軟化点が低いという特性を有しているので、医療用ギアス等の材料とし

て幅広く用いられている。また、生体内でも加水分解され吸収される性質も有しているため、例えば特開昭62-164743号公報、米国特許第4148871号に、薬剤を体内で持続的に配給するためのデバイスへの使用が開示されている。

さらに、 ϵ -カプロラクトンとラクチドとからなる共重合体を医療用材料に使用することも、例えば特開昭53-145899号公報にラクチドを主体とする共重合体からなる外科用医療用材料がまた特表昭60-501217号公報には ϵ -カプロラクトンを主体とする共重合体を放棄繊維にコーティングした人工韧帶が開示されている。

しかしながら、これらの先行技術の開示している医療用繊維状成形物は、ラクチド単位及び/又はグリコライド単位を主体とする(共)重合体からなるものが大部分であり、これらは硬くて柔軟性に乏しく弾性回復性能も劣ったものであった。また、生体内での加水分解速度も比較的速く、目的によっては使用できない分野もあった。唯一 ϵ -カプロラクトンを主体とするものが開示されて

- 3 -

ϵ -カプロラクトン単位55~95モル%、ラクチド単位45~5モル%とからなる共重合体から形成されることを特徴とする医療用繊維状物である。

本発明で用いられる ϵ -カプロラクトン単位とラクチド単位とからなる共重合体は、 ϵ -カプロラクトン単位が55~95モル%、好ましくは60~80モル%、ラクチド単位が45~5モル%、好ましくは40~20モル%からなる必要がある。 ϵ -カプロラクトン単位が55モル%未満では、弾性回復性能が劣ったものとなり、一方95モル%を越えると生体分解吸収性が極めて遅くなるため好ましくない。なお、本発明の目的を損わない範囲であれば、少量の他の共重合成分を含有していてもよい。その量は用途によっても変わってくるが、通常その量は10モル%以下である。かかる共重合成分としては、例えばグリコール酸、 β -ヒドロキシ脂肪酸、アーブチロラクトン、 δ -バレロラクトン等をあげることができる。

本発明で用いられる ϵ -カプロラクトンとラクチドとの共重合体は、従来公知の方法により得る

- 5 -

いる特表昭60-501217号公報でも、炭素繊維へのコーティング剤として開示されているにすぎない。

なお、柔軟性及び弾性回復性能を有する医療用繊維状成形物としては、例えば特開昭55-28984号公報、特開昭55-101266号公報等にポリエステルエラストマーを用いた結合系が開示されているが、このものはまったく生体分解吸収性を示さない。

<発明の目的>

本発明の目的は、上記の如く従来のものに欠如していた、生体親和性、生体分解吸収性及び良好な弾性回復性能を併せ持った医療用繊維状物を提供することにある。

<発明の構成>

本発明者らは、上記目的を達成すべく鋭意研究を行った結果、 ϵ -カプロラクトン単位を主体としたラクチド単位との共重合体を用いることにより、生体親和性、生体吸収性、弾性回復性能等を同時に有する繊維状物が得られることを知り本発明に到達した。

'すなわち本発明は、繰り返し単位として、 ϵ -

- 4 -

ことができる。すなわち、 ϵ -カプロラクトンとラクチドとを触媒存在下加熱して開環重合を行なうことにより製造することができる。共重合比は原料の仕込み割合との間に相関関係があるので、仕込み比を調整することにより任意の共重合組成の重合体を得ることができる。触媒としては、カルボン酸のスズ又は亜鉛化合物が好ましく、オクチル酸スズ、オクチル酸亜鉛等を好適な触媒として例示することができる。反応は減圧下または不活性ガス気流中で行なうのが好ましく、反応温度は140~220℃の範囲が好ましい。得られた共重合体は、さらに再結晶化法や真空蒸留法などの方法を用いて精製してから使用に供するのが好ましい。

次に、このようにして得られた共重合体から繊維状成形物を製造する方法は、特に限定する必要はなく、従来から公知の方法をそのまま利用できる。すなわち、従来より通用されているオリフィス型溶融纺糸法でも、溶媒を用いた湿式纺糸法、乾式纺糸法でも容易に製造できる。この際用いる

- 6 -

溶媒としては、クロロホルム、テトラハイドロフラン、塩化メチレン、トリクロロエチレン、ジオキサン、ベンゼンおよびトルエンなどを好適例としてあげることができ、これらは、単独で使用してもよいし2種以上を混合して用いてもよい。溶液のポリマー濃度は、5~40%の範囲が適当であり、10~30%の範囲が特に好ましく、凝固液としては低級アルコール、特にエタノールが好ましく用いられる。

また、特公昭49-18508号公報に提案されている、ガスを溶融したポリマー内に混練した後押出して網状の繊維状成形物を得るバーストファイバー法でも、特開昭58-91804号公報に提案されている、口金部を金網状のメッシュ構造にし、通電加熱しながら繊維状成形物を得る方法、特開昭59-144607号公報に提案されている、ポリマー粉体から圧縮成形し次いで瞬間に溶融して繊維化する方法、さらには、本発明者らの一郎が先に特願昭62-327433号公報にて提案した方法によっても容易に繊維化できる。

- 7 -

の形態として使用に供する。

またフィラメントの場合では、鍵合糸用としてはそのまま使用するが、用途によって織編物の形態、さらには組み紐等の形態に加工する。

本発明における繊維状物は、前述した繊維状成形物だけでなく、使用に供するため各種形態に加工したもののも含むものである。

なお、繊維の断面形体に就いても限定する必要はなく、用途に応じて、円形状、三角状、不規則形状等任意に選択できるし、また中実のみならず中空であってもよい。

かくして得られる繊維状物を構成する繊維の弹性回復性能は、通常弾性回復率ER₅₀が少くとも80%であることが好ましく、ER₁₀₀が少くとも60%であることが特に好ましい。ここでER₅₀およびER₁₀₀とは、各々50%、100%伸長させた時の弾性回復率である。かかる弾性回復性能に良好な本発明の繊維状物は、例えば鍵合糸として使用すれば傷口を適度な抗張力でしめつけることが可能であり、やわらかい粗織の鍵合に特に好適に

- 9 -

これらの中でも、本発明で用いられる共重合体は溶融時の熱安定性が保して低いので、良好な物性を有する繊維状成形物を得るには、湿式紡糸法、特開昭59-144607号公報、特願昭62-327433号公報提案の方法が好ましい。特に繊度の大きいモノフィラメントを製造するには、特開昭59-144607号公報及び特願昭62-327433号公報に提案の方法が好ましい。

このようにして形成された繊維状成形物は、フィラメント状、ステーブルファイバー状、不織布状等任意の形態で使用に供することができるが、これらは使用の目的に応じて、さらに延伸、熱処理、防纏織等により任意の形態に加工する。

例えばステーブルファイバーで使用する場合、押し込み捲縮法、ギヤ捲縮法等従来公知の方法で5~25ヶ/25mmの捲縮を付与し、20~100mmの繊維長とするのが好適である。このステーブルファイバーは、通常の紡績工程を通して紡績糸となし、編織して織物、編み物の形態に加工するか、あるいは、ウエブ、乾式不織布、湿式不織布等の任意

- 8 -

用いることができる。創傷被覆材として使用すれば、創傷部の伸縮に追従しやすいため、フィット性の良好な被覆材とすることができます。

また本発明の医療用繊維状物は、前記成形方法を選択することにより、緻密な構造とすることもまた内部に微細な空孔を有する多孔質にすることも任意に可能であり、用途にあわせて適宜選択することができる。特に微細孔を0.01~60体積%（気孔率、但し通常の中空繊維における中空部は除く）有する多孔質繊維は、例えばその空孔に抗菌剤、抗炎症剤等の薬剤を含浸させて、薬剤制御放出用デバイスとして使用することも可能であり、好ましい。

<発明の効果>

本発明の医療用繊維状物は、従来の例えばポリラクチドから得た繊維成形物と比較して、伸度、弾性回復率が高いといった弹性的性能が優れる特徴を有すると同時に、生体親和性、生分解吸収性といった性能をもあわせ有している。かかる特性ゆえに、前述したように鍵合糸として使用すれ

- 10 -

ば、傷口を適度の抗張力でしめつけることが可能となり、柔い組織の縫合に非常に優れた性能を發揮することになる。また、例えば、ニット状に加工すると、繊器を縫る材料としても使用できる。更には、生体分解吸収性であるために、腫が治癒した段階で除去する必要がないといった特徴を有している。

<実施例>

以下実施例をあげて本発明を更に詳細に説明するが、本発明はこれらに何等限定を受けるものではない。

なお、各特性は、下記の方法によって測定した。

(a) 1%モジュラス

長さ 2 cm の試料を 100 %/分の速度で伸長して、1%伸長させた時の応力 (F_0) を測定し、次式によって算出した。

1%モジュラス

$$\frac{F}{0.01} \div D = \frac{F \times 100}{D}$$

- 11 -

圧下 180 °C で 5 時間重合反応を行ない、GPC で測定した分子量が 20 万の ε-カブロラクトンと L-ラクチドの共重合体を製造した。次に得られた共重合体を再結晶法により精製した後、塩化メチレンに溶解させポリマー濃度 15 wt% のドープを得た。これを、0.3 mm φ × 10 ホール、L/D = 2.5 の口金からエタノール凝固液中に連続的に押出し、得られた筋出糸を延伸温度 70 °C、延伸倍率 14.5 倍で延伸し、次いで緊張状態で 100 °C 真空下、16 時間アニールを行なった。得られたフィラメント状繊維の物性は、1%モジュラス = 0.5 g/de、単系デニール = 1.8 de、強度 = 2.4 g/de、伸度 = 150 %、ER₅₀ = 98%、ER₁₀₀ = 95% であった。

実施例 2

実施例 1 で用いたと同じ ε-カブロラクトンと L-ラクチドの共重合体を用い、特願昭 62-327433 号公報の実施例 1 で用いられているのと同一の溶融筋糸装置（第 1 図、第 2 図）を用いて、次の条件で押出し 7500 de の未延伸モノフィラメントを得た。

- 13 -

(但し、D は試料のデニール)

(b) 強度、伸度

長さ 2 cm の試料を 100 %/分の速度で伸長し、破断時の強度、伸度を測定した。

(c) 弹性回復率

長さ 2 cm の試料を 100 %/分の速度で伸長し、50% (100%) 伸長後直ちに 100 %/分の速度で伸び量 0 まで戻し、次いで直ちに再度 100 %/分の速度で伸長した時の応力発生時の伸び量 ℓ_{50} (ℓ_{100}) を測定する。ER₅₀ (ER₁₀₀) は次式より算出した。

$$ER_{50} (ER_{100})$$

$$= \frac{2 - \ell_{50} (\ell_{100})}{2} \times 100$$

実施例 1

ε-カブロラクトン 80 重量部と L-ラクチド 20 重量部とオクチル酸スズ 0.03 重量部とラウリルアルコール 0.01 重量部の存在下で、10⁻³ mbar の減

- 12 -

ビストン圧 200 kg/cm²、シリンダー予熱温度 100 °C、ポリマー供給量 0.2 g/分、圧縮と開放の比 1 : 1、筋糸口金温度 170 °C (0.7V, 150A で通電加熱、ポリマーは瞬間的 (約 5 秒) に加熱されて溶融する) この未延伸糸を 70 °C の熱プレートを用いて 9 倍に延伸した。得られたモノフィラメントの物性は、1%モジュラス = 0.2 g/de、単系デニール = 850 de、強度 = 1 g/de、伸度 = 250 %、ER₅₀ = 95%、ER₁₀₀ = 92% であり、モノフィラメント繊合糸として好適なものであった。

実施例 3

ε-カブロラクトンと L-ラクチドの割合が 70 重量部、30 重量部とする以外は実施例 1 と同様にして分子量が 22 万の共重合体を得、これから筋糸延伸しマルチフィラメントを得た。その際延伸温度は 70 °C、延伸倍率は 9.0 倍とした。得られたフィラメントの性能は、1%モジュラス = 1 g/de、単系デニール = 3.7 de、強度 = 3.2 g/de、伸度 = 105 %、ER₅₀ = 85%、ER₁₀₀ = 70% であった。

- 14 -

実施例 4

紡糸口金として中空織維用の口金を使用し、中空部に口金からエタノールを注入しながら紡糸する以外は、実施例 1 と同様にして未延伸中空糸を得た。これを、さらに 65°C 下 2 倍に延伸し、真空乾燥機内で 60°C 下 12 時間乾燥して中空糸を得た。この織維の断面図を模式的に第 3 図に示す。これから明らかのように、中空糸の織維内部は多孔質で微細孔が多量に存在していた。またこの中空糸の物性は、1% モジュラス = 0.3g/de, 単糸デニール = 32de, 強度 = 0.8g/de, 伸度 = 150%, E R₅₀ = 93%, E R₁₀₀ = 90%, 気孔率は 10% であった。

比較例 1

E-カブロラクトン 20重量部, L-ラクチド 80 重量部とする以外は実施例 1 と同様に、重合、紡糸、延伸（但し延伸倍率は 8 倍）し、マルチフィラメントを得た。得られたフィラメントの物性は、1% モジュラス = 20g/de, 単糸デニール = 2.3de,

強度 = 5g/de, 伸度 = 25% と弾性性能に劣ったものであった。

実施例 5

E-カブロラクトンと L-ラクチドの割合が 85 重量部, 15 重量部とする以外は実施例 1 と同様にして、分子量 16 万の共重合体を得、これから紡糸・延伸によりマルチフィラメントを得た。その際延伸温度は 70°C, 延伸倍率は 12 倍であった。得られたフィラメントの性能は、1% モジュラス = 0.4g/de, 単糸デニール = 2.3de, 伸度 = 2.0g/de, 伸度 = 130%, E R₅₀ = 92%, E R₁₀₀ = 85% であった。

4-E4)

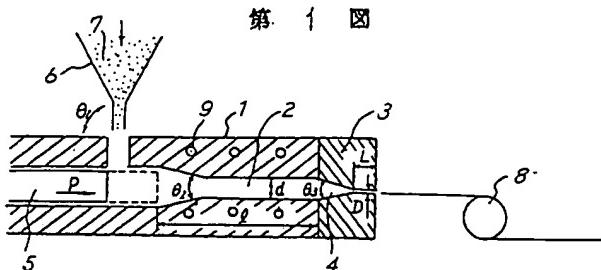
4. 図面の簡単な説明

第 1 図は実施例 2 で使用した連続溶融紡糸装置の概略図、第 2 図は同じく実施例 2 で使用した連続溶融紡糸装置の紡糸口金部の概略図、第 3 図は実施例 4 で得られた中空糸の断面を模式的に表わした図である。

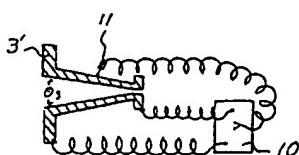
- 15 -

- 16 -

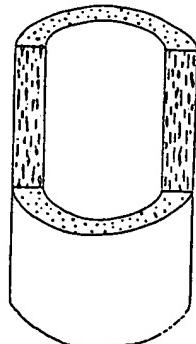
第 1 図



第 2 図



第 3 図



第1頁の続き

⑤Int. Cl. ³	識別記号	序内整理番号
A 61 L 27/00	Y	6971-4C
C 08 G 63/18	P	6971-4C
D 01 D 4/02	N L Z	6904-4J
D 01 F 6/62	3 0 3	8521-4L
	3 0 5 A	6791-4L
		6791-4L

(54) LIGATION DEVICE

(11) 5-42161 (A) (43) 23.2.1993 (19) JP

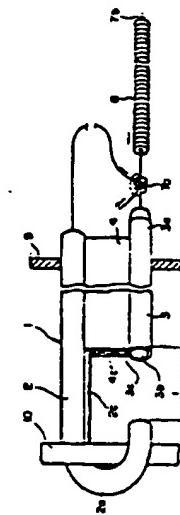
(21) Appl. No. 3-205935 (22) 16.8.1991

(71) OLYMPUS OPTICAL CO LTD (72) KOJI KANBARA

(51) Int. Cl. A61B17/12

PURPOSE: To facilitate an operation and to decrease the burden on a patient by constituting the above device in such a manner that even the ligating section having the difficulty in looping can be easily ligated from the outside of the body.

CONSTITUTION: After a curved part 2a at the front end of an introducing part 2 is detained to the ligating section 10, a soft introducing body 6 is inserted into the introducing passage of the introducing part 2. Yarn for ligation is inserted and detained via a knot 7b into the introducing body 6 and is guided to the introducing passage. This yarn bypasses the object section 10 by the curved part 2a and its front end projects to be inserted into a receiving passage 3b, from which the yarn is led out to the outside. The projected introducing body 6 is removed in this way. The loop of the yarn for ligation for the section 10 is gradually narrowed when the loop part 7 for yarn knotting returns to the object section 10 side at the rear end of the introducing body 6. The object section 10 can be ligated from the outside of the body by relatively pulling the yarn for ligation.



特開平5-42161

(43)公開日 平成5年(1993)2月23日

(51)Int.Cl.³

識別記号

府内整理番号

F I

技術表示箇所

64; E45 C 17/12 A 6 1/ B 17/12

7720-4C

(11) 5-42161 (A)

(43) 23.2.1993 (19) JP

(21) Appl. No. 3-205935 (22) 16.5.1991

(71) OLYMPUS CORP. OF JAPAN LTD., TOKYO, JAPAN

TEL: 03-5401-2400

審査請求 未請求 請求項の数1(全5頁)

(21)出願番号

特願平3-205935

(22)出願日

平成3年(1991)8月16日

(71)出願人

000000376

オリンパス光学工業株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(72)発明者

神原 浩司

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ

ンパス光学工業株式会社内

(74)代理人

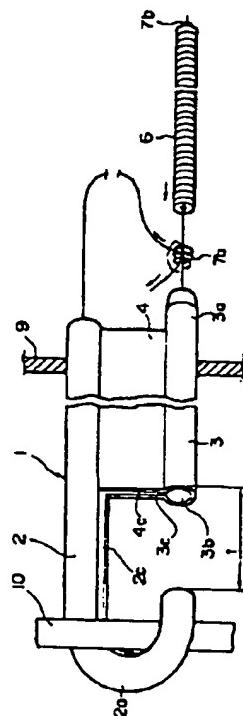
弁理士 伊藤 進

(54)【発明の名称】 結紮装置

(57)【要約】 (修正有)

【目的】 ループをかけることが困難な結紮対象部位でも体外から簡単に結紮できるようにして、手術を容易にし、患者にかかる負担を軽減する。

【構成】 結紮対象部位10に導入部2先端の屈曲部2aを掛止後、導入部2の導入通路に軟性導入体6を挿通する。導入体6には結び目7bを介して結紮用糸が挿通されており、導入通路にガイドされ、屈曲部2aによって対象部位10を迂回し、その先端から突出し、受容通路3bに挿入されて体外へ導出される。これにより突出された導入体6を抜き、糸結び用ループ部7aを導入体6の後端で対象部位10側へ押戻ると、結紮用糸の対象部位10に対するループが次第に狭められ、相対的に結紮用糸を引くことで、対象部位10を体外から結紮することができる。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 先端に結紮対象部位を迂回する屈曲部を設け内部に軟性導入体を上記屈曲部の先端面方向へ導く導入通路を設け上記結紮対象部位に面する側に上記導入通路に沿い且つこの導入通路に連通する導入側スリットを設けた導入部、およびこの導入部の上記屈曲部の先端面の延長上に配設し内部に上記屈曲部の先端面から導出する上記軟性導入体を導く受容通路を設け上記導入側スリットの対向面に上記受容通路に連通する受容側スリットを設けた受容部を有する結紮装置本体と、
上記軟性導入体に挿通するとともに一端に上記軟性導入体に対して掛止離脱自在な掛け部を有し他端に糸結び用ループ部を有する結紮用糸とを備えていることを特徴とする結紮装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】 本発明は、結紮用ループを掛けすることが困難な胆嚢管などの結紮対象部位を結紮するのに便利な結紮装置に関する。

【0002】

【従来の技術】 近年、開腹手術に代わり腹部に複数個の孔を開け、この孔から腹腔内に硬性鏡や処置具を挿入して胆嚢などを摘出する手術が行われるようになってきた。この場合、胆嚢を摘出する手術であれば、胆嚢を摘出する前に、まず、この胆嚢と胆管とを繋ぐ胆嚢管を結紮、除去する必要がある。

【0003】 従来、結紮対象部位を結紮する手段としては、例えば特開昭55-94247号公報、あるいは、実公昭52-42627号公報に開示されているように、結紮用糸をループ状に形成し、ボリープなどの患部の根元を引き縛り除去するようにしたものが多い。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】 しかし、この先行技術に開示された発明では、ループを通すことの出来ない胆嚢と胆管とを繋いでいる胆嚢管など体腔内の管状臓器を除去する手術には採用することが出来ず、汎用性に問題がある。

【0005】 この対策として、複数の処置具を用い、結紮用糸を上記胆嚢管などの結紮対象部位上を周回させることで、結紮することも考えられるが、個々の処置具を巧みに操作しなければならず、操作が複雑で熟練を必要とするため手術が長くなり、患者に多大な負担を与えてしまう問題がある。

【0006】 本発明は、上記事情に鑑みてなされたもので、ループをかけることが困難な結紮対象部位でも簡単に結紮することができて、手術が容易になり、患者の負担を軽減することのできる結紮装置を提供することを目的としている。

【0007】

【課題を解決するための手段】 上記目的を達成するた

め、本発明による結紮装置は、先端に結紮対象部位を迂回する屈曲部を設け内部に軟性導入体を上記屈曲部の先端面方向へ導く導入通路を設け上記結紮対象部位に面する側に上記導入通路に沿い且つこの導入通路に連通する導入側スリットを設けた導入部、およびこの導入部の上記屈曲部の先端面の延長上に配設し内部に上記屈曲部の先端面から導出する上記軟性導入体を導く受容通路を設け上記導入側スリットの対向面に上記受容通路に連通する受容側スリットを設けた受容部を有する結紮装置本体と、上記軟性導入体に挿通するとともに一端に上記軟性導入体に対して掛け部を有し他端に糸結び用ループ部を有する結紮用糸とを備えているものである。

【0008】

【作用】 上記構成において、まず、結紮装置本体に設けた導入部先端の屈曲部を結紮対象部位に掛け、次いで、この導入部の内部に有する導入通路に軟性導入体を挿通する。

【0009】 この軟性導入体には、一端に掛け部を有する結紮用糸が挿通されており、この軟性導入体を上記導入通路に沿って挿入すると、上記結紮用糸が上記掛け部を介して上記軟性導入体とともに導入通路内を移動する。

【0010】 そして、上記屈曲部の先端から導出した上記軟性導入体を、上記屈曲部の先端面の延長上に配設した受容部の受容通路へ導き、上記結紮用糸の他端に有する糸結び用ループ部に遊撃するとともに、この受容通路から引出す。

【0011】 次いで、この糸結び用ループ部を上記結紮用糸に累縛した後、上記結紮用糸を引くとともに、上記軟性導入体を上記屈曲部側へ押し戻す。すると、上記結紮用糸が上記導入部の導入側スリットと上記受容部の受容側スリットとを抜けて上記結紮対象部位にループを作り、また、結紮用糸の糸結び用ループ部が上記結紮対象部位側へ移動して、上記ループを次第に狭めて結紮対象部位を結紮する。

【0012】 その後、上記軟性導入体と上記結紮装置本体とを体外に取出し、上記結紮対象部位を結紮した結紮用糸の残余部分を切断して結紮を完了する。

【0013】 結紮対象部位の結紮を体外からの操作で行うことができる所以、ループを通すことの出来ない体腔内の管状臓器でも容易に結紮することができる。

【0014】

【実施例】 以下、図面に基づいて本発明の実施例を説明する。

【0015】 図面は本発明の一実施例を示し、図1は体腔内に挿入した結紮装置の斜視図、図2は結紮装置本体に軟性導入体を挿入した状態の結紮装置の斜視図、図3は結紮装置本体から軟性導入体を引抜いた状態の結紮装置の斜視図、図4は結紮対象部位を結紮した状態の結紮

装置の斜視図、図5は結紮装置本体の斜視図、図6は図5のVI-VI断面図、図7は図5のVII-VII断面図、図8は結紮部材の側面図である。図9は手元部の充填部材である。図10は導入通路である。図11は導入部2と受容部3との間の間隙tを示す図である。図12は導入部2と受容部3との間の間隙tを示す図である。図13は導入部2と受容部3との間の間隙tを示す図である。図14は導入部2と受容部3との間の間隙tを示す図である。図15は導入部2と受容部3との間の間隙tを示す図である。図16は導入部2と受容部3との間の間隙tを示す図である。図17は導入部2と受容部3との間の間隙tを示す図である。図18は導入部2と受容部3との間の間隙tを示す図である。図19は導入部2と受容部3との間の間隙tを示す図である。図20は導入部2と受容部3との間の間隙tを示す図である。図21は導入部2と受容部3との間の間隙tを示す図である。図22は導入部2と受容部3との間の間隙tを示す図である。図23は導入部2と受容部3との間の間隙tを示す図である。図24は導入部2と受容部3との間の間隙tを示す図である。図25は導入部2と受容部3との間の間隙tを示す図である。図26は導入部2と受容部3との間の間隙tを示す図である。図27は導入部2と受容部3との間の間隙tを示す図である。図28は導入部2と受容部3との間の間隙tを示す図である。図29は導入部2と受容部3との間の間隙tを示す図である。図30は導入部2と受容部3との間の間隙tを示す図である。図31は導入部2と受容部3との間の間隙tを示す図である。図32は導入部2と受容部3との間の間隙tを示す図である。図33は導入部2と受容部3との間の間隙tを示す図である。図34は導入部2と受容部3との間の間隙tを示す図である。図35は導入部2と受容部3との間の間隙tを示す図である。図36は導入部2と受容部3との間の間隙tを示す図である。図37は導入部2と受容部3との間の間隙tを示す図である。

【0016】図中の符号1は結紮装置本体で、導入部2と受容部3と隔壁4とからなり、この導入部2が金属パイプをU型に曲げて形成されており、先端の屈曲部2aの先端面が上記導入部2の手元側に平行する方向へ指向されている。また、この屈曲部2aの先端面の延長線上に上記受容部3が配設されている。

【0017】この受容部3が上記導入部2と等しい径の金属パイプで形成されており、この受容部3と上記屈曲部2aの先端面との間が、結紮対象部位10を通過させるに充分な間隙tを有している。なお、この結紮対象部位10が胆囊と胆管とを繋いでいる胆囊管であれば、上記間隙tは10mm程度である。

【0018】また、上記導入部2の内部の導入通路2bと上記受容部3の内部の受容通路3bとが、後述する軟性導入体6を挿通力オフするに充分な径を有している。

【0019】上記導入部2の基部と上記受容部3とが上記隔壁4を介して連結されており、また、この受容部3の手元側には突部3aが一体に突設形成されている。

【0020】一方、上記導入部2の上記結紮対象部位10に面する側に、上記導入通路2aに連通し、且つ、上記軟性導入体6の直径よりも小さい幅の導入側スリット2cが上記導入通路2aに沿い全長に亘って形成されている。さらに、上記受容部3の上記導入部2に対向する側の面上に上記導入側スリット2cと同じ幅の受容側スリット3cが形成されている。

【0021】さらに、上記隔壁4に、上記両スリット2c、3c間に連通する連通路4cが形成されている。

【0022】また、符号5は結紮部材で、この結紮部材5が、上記軟性導入体6と、この軟性導入体6に挿通自在な結紮用糸7と、この結紮用糸7を巻回し、その端部をループ内に通して糸結び用ループ部7aを形成するループ受部材8とからなっている。

【0023】上記軟性導入体6は上記導入部2の全長より少なくとも2倍以上の長さを有する金属コイルで出来ている。また、上記結紮用糸7は上記軟性導入体6よりも長く、一端に軟性導入体6の内径よりも大きい掛止部である結び目7bが形成されている。さらに、上記ループ受部材8が上記受容部3の手元側に突設形成した突部3aに嵌合自在な内径を有している。

【0024】なお、符号9は体壁である。

【0025】(作用) 次に、上記構成による実施例の作用について説明する。

【0026】まず、図8に示すように、予め結紮用糸7を軟性導入体6に挿通し、この軟性導入体6の先端から突出した結紮用糸7の一端に上記軟性導入体6の先端に掛止する結び目7aを形成する。また、この結紮用糸7の他端をループ受部材8に巻回しその端部をループ内に

通して糸結び用ループ部7aを形成しておく。次いで、上記ループ受部材8を上記受容部3の突部3aに嵌合する。この状態で、上記ループ受部材8を上記受容部3の手元側から挿入する。この状態で、上記ループ受部材8を上記受容部3の突部3aに嵌合する。この状態で、上記ループ受部材8を上記受容部3の突部3aに嵌合する。

【0027】そして、体壁9に孔を開け、結紮装置本体1を腹腔内に挿入し、この結紮装置本体1の導入部2と受容部3との間の間隙tを介して結紮対象部位(例えば、胆囊管)4を上記導入部2の屈曲部2aの内径側へ導入する。この状態で、上記ループ受部材8を上記受容部3の突部3aに嵌合する。

【0028】次いで、上記受容部3の手元側に一体形成した突部3aに上記ループ受部材8を嵌合し、また、上記軟性導入体6の先端側(結紮用糸7の結び目7aが掛止されている側)を上記導入部2の導入通路2bに手元側から挿入する。

【0029】すると、上記軟性導入体6が上記導入部2bにガイドされて先端の屈曲部2aの方向へ導かれ、同時に、この軟性導入体6に結び目7aを介して掛止する結紮用糸7が同方向へ導かれる。

【0030】そして、上記軟性導入体6を更に挿入すると、この軟性導入体6の先端が上記屈曲部2aによりUターンされて、この屈曲部2aの先端面から突出され、間隙tを経て上記屈曲部2aの先端面に対向する受容部3の受容通路3bに挿入され、この受容部3の手元側から体外へ導出される(図2の状態)。

【0031】次いで、この軟性導入体6を上記受容部3の手元側から上記結紮用糸7が露呈するまで引出す。その後、上記ループ受部材8を上記受容部3の突部3aから取外し、また、このループ受部材8に巻回して形成した上記結紮用糸7の糸結び用ループ部7aをループ受部材8から抜取る(図3の状態)。

【0032】そして、この結紮用糸7の糸結び用ループ部7aを図3の矢印の方向へ強く引いて、この糸結び用ループ部7aを緊縛する。その後、上記結紮用糸7の結び目7bを把持し、上記軟性導入体6を図3の矢印方向へ押込む。

【0033】すると、上記結紮用糸7の糸結び用ループ部7aが上記軟性導入体6の後端面に押圧されて結紮対象部位10の方向へ移動するとともに、結紮用糸7が結び目7bの方向へ相対的に引かれ、上記結紮用糸7の上記結紮対象部位10を結紮するループが次第に狭められる。

【0034】そして、上記軟性導入体6の後端面が結紮対象部位10に当接したら、上記結び目7bを引き、相対的に軟性導入体6を押して、上記結紮対象部位10を結紮する(図4の状態)。

【0035】その後、軟性導入体6、および、結紮装置本体1を体外に取出して結紮対象部位10の結紮を完了する。

【0036】なお、上記結紮対象部位10を結紮した結紮用糸7の残余部分は周知のハサミ鉗子(図示せず)などで切断する。

【0037】なお、本発明は上記実施例に限るものではなく、例えば、結紮装置本体1は金属に限らず、プラス

チックなどの樹脂を素材にしたのもあってもよく、また、軟性導入体6は金属コイルに限らず、樹脂製コイル、あるいは、樹脂製チューブであっても良い。

[003-8] 【発明の効果】以上、説明したように本発明によれば、ループをかけることが困難な結紮対象部位でも体外から簡単に結紮することができ、手術が容易になり、患者にかかる負担を軽減することができるなど優れた効果が奏される。

【図面の簡単な説明】

【図1】体内に挿入した結紮装置の斜視図

【図2】結紮装置本体に軟性導入体を挿入した状態の結紮装置の斜視図

【図3】結紮装置本体から軟性導入体を引抜いた状態の結紆装置の斜視図

【図4】結紆対象部位を結紆した状態の結紆装置の斜視図

【図5】結紆装置本体の斜視図

【図6】図5のVI-VI断面図

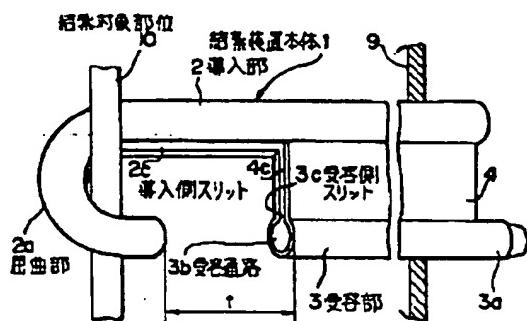
【図7】図5のVII-VII断面図

【図8】結紆部材の側面図

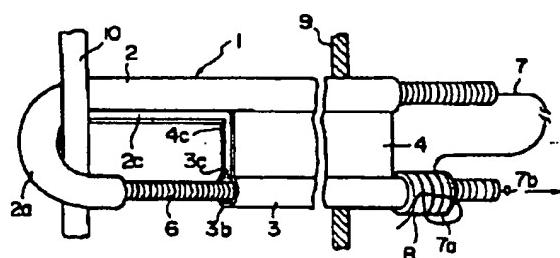
【符号の説明】

- 1…結紆装置本体
- 2…導入部
- 2 a…屈曲部
- 2 b…導入通路
- 2 c…導入側スリット
- 3…受容部
- 3 b…受容通路
- 3 c…受容側スリット
- 6…軟性導入体
- 7…結紆用糸
- 7 a…糸結び用ループ部
- 7 b…掛止部
- 10…結紆対象部位

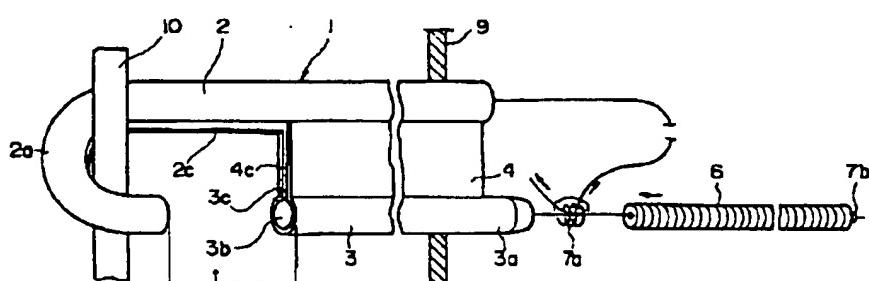
【図1】



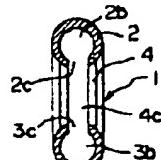
【図2】



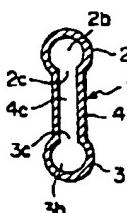
【図3】



【図6】



【図7】



チックなどの脂質を素材にした物であってもよく、また、軟性導入体は金属コイルに限らず、樹脂コイル、エラストマー、皮膚鉛接着剤であっても良い。

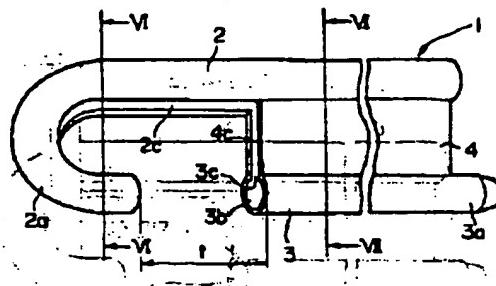
【画面の操作方法】
【図1】 指定した位置に接続した接続装置の構成
【図2】 接続装置に接続する物体を挿入する際の
接続装置の構造

(图3-3) 结合蛋白与载体蛋白导入细菌的表达载体

10. The following table gives the number of hours worked by each of the 100 workers.

〔二〕 45度及60度の斜視像

〔圖 5〕



[圖 8]

